

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2017年10月19日(19.10.2017)



(10) 国際公開番号  
WO 2017/179697 A1

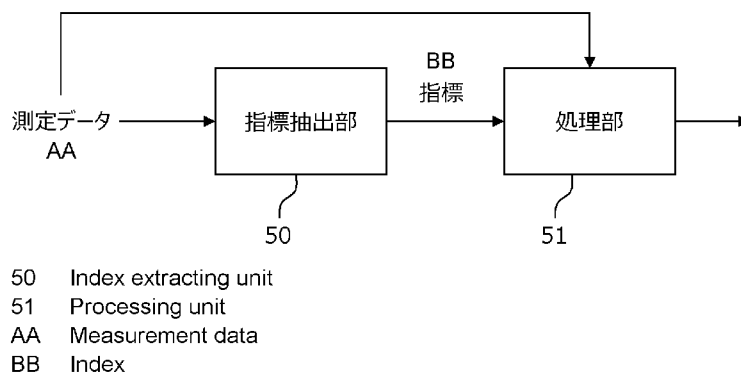
- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/015278
- (22) 国際出願日: 2017年4月14日(14.04.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2016-082463 2016年4月15日(15.04.2016) JP
- (71) 出願人: オムロン株式会社(OMRON CORPORATION) [JP/JP]; 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 Kyoto (JP). オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 中嶋 宏(NAKAJIMA, Hiroshi); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 和田 洋貴(WADA, Hirotaka); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 土屋 直樹(TSUCHIYA, Naoki); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 笠井 誠朗(KA-

SAI, Masaaki); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 関 絵里子(KAN, Eriko); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 上野山 徹(UENOYAMA, Toru); 〒1080075 東京都港区港南二丁目3番13号 オムロンソーシアルソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP). 尾林 慶一(OBAYASHI, Keiichi); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 小久保 綾子(KOKUBO, Ayako); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 太田 雄也(OTA, Yuya); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 志賀利一(SHIGA, Toshikazu); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 桑原 光巨(KUWABARA, Mitsuo); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 佐藤 博則(SATO, Hironori); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 宮川 健(MIYAGAWA, Ken); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内

[続葉有]

(54) Title: BIOLOGICAL INFORMATION ANALYSIS DEVICE AND SYSTEM, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 生体情報分析装置、システム、及び、プログラム



(57) Abstract: This biological information analysis device is provided with: an index extracting unit which is attached to the body of a user, and which, on the basis of time series data of blood pressure waveforms, in which the blood pressure waveform of each heart-beat is continuously measured by a sensor capable of non-invasive measurement, forms a multidimensional drawing by plotting, in a multidimensional space formed by a plurality of axes at least including two axes corresponding to two types of feature values extracted from the blood pressure waveforms, a plurality of data points constituting one or a plurality of blood pressure waveforms selected from the time series data of blood pressure waveforms, and extracts an index relating to a form-related feature of the multidimensional drawing; and a processing unit which performs processing based on the extracted index.

(57) 要約: 生体情報分析装置は、ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データを基に、血圧波形から抽出される2種類の特徴量に対応する2軸を少なくとも含む複数の軸から構成される多次元空間に対して、前記血圧波形の時系列データから選択された1又は複数の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることにより多次元図形を形成し、前記多次元図形の形状的な特徴に関する指標を抽出する指標抽出部と、抽出された前記指標に基づく処理を行う処理部と、を有する。



WO 2017/179697 A1



Kyoto (JP), 堤 正和 (TSUTSUMI, Masakazu); 〒  
6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地  
オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 世良 和信, 外 (SERA, Kazunobu et al.); 〒  
1030004 東京都中央区東日本橋三丁目4番1  
0号 アクロポリス21ビル8階 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保  
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,  
BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN,  
CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE,  
EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU,  
ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW,  
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG,  
MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ,  
OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,

SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ,  
TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA,  
ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保  
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,  
MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー  
ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー  
ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,  
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,  
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,  
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,  
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

## 明 細 書

**発明の名称**：生体情報分析装置、システム、及び、プログラム

### 技術分野

[0001] 本発明は、計測した血圧波形から有益な情報を取得する技術に関する。

### 背景技術

[0002] 橈骨（とうこつ）動脈の内圧変化を計測し、圧脈波の形状（血圧波形）を記録する技術が知られている。特許文献1（特開2008-61824号公報）には、トノメトリ法により血圧波形を計測し、血圧波形からAI（Augmentation Index）値、脈波周期、基線変動率、鮮鋭度、ET（Ejection Time）などの情報を取得することが開示されている。また、特許文献2（特表2005-532111号公報）には、腕時計型の血圧計により血圧波形を計測し、血圧波形から平均動脈圧、平均収縮期圧、平均拡張期圧、平均収縮期圧指数、及び、平均拡張期圧指数を計算し、これらの値が基準値から逸脱した場合にアラートを出力することが開示されている。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0003] 特許文献1：特開2008-61824号公報

特許文献2：特表2005-532111号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0004] 本発明者らは、自由行動下における1心拍ごとの血圧波形を正確に計測可能な血圧測定デバイスの実用化に向け、鋭意開発を進めている。その開発過程における被験者実験を通じて、本発明者らは、自由行動下において連続的に計測した血圧波形のデータから様々な有益な情報を抽出できることを見出した。

[0005] しかしながら、測定された血圧波形のデータを時系列のグラフにして見るだけでは、血圧変動や血圧の異常を直観的に評価することが困難である。例

例えば、心拍数が60回／分の場合、1日分のデータとして86400個の血圧波形が計測されることとなるが、この大量の血圧波形のなかから、注目すべき波形（異常な波形等）を発見することは医師等の専門家でも容易なことではない。

[0006] そこで本発明は、血圧波形の形状的な特徴を直観的に表現する新規な技術を提供することを目的とする。

### 課題を解決するための手段

[0007] 上記目的を達成するために本発明は以下の構成を採用する。

[0008] 本発明に係る生体情報分析装置は、ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データを基に、血圧波形から抽出される2種類の特徴量に対応する2軸を少なくとも含む複数の軸から構成される多次元空間に対して、前記血圧波形の時系列データから選択された1又は複数の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることにより多次元図形を形成し、前記多次元図形の形状的な特徴に関する指標を抽出する指標抽出部と、抽出された前記指標に基づく処理を行う処理部と、を有することを特徴とする生体情報分析装置である。

[0009] 血圧波形のデータを多次元空間上の多次元図形で表現することにより、血圧波形の異常を多次元図形の形状変化として捉えることができる。したがって、血圧波形に関する専門知識を持たない人でも血圧波形の異常等を直観的に理解できるようになる。

[0010] 前記2種類の特徴量は、1心拍ごとに値が周期的な変化を示す特徴量であるとよい。このように多次元空間の2軸を選択することにより、その2軸を通る平面での多次元図形の断面形状が略楕円形状をなす閉図形となる。したがって、多次元図形の形状的な特徴を取得しやすくなり、血圧波形の良否判定に有用な指標を得るのが容易である。

[0011] 前記2種類の特徴量は、例えば、血圧値と血圧変化量である。前記多次元空間は2次元平面であり、前記多次元図形は、前記2次元平面上で略楕円形

状をなす 2 次元図形であるとよい。

- [0012] 前記指標は、前記 2 次元図形の外接矩形のサイズ、前記 2 次元図形の外接矩形の縦横比、前記 2 次元図形の外接矩形の中心位置、前記 2 次元図形の重心位置、前記 2 次元図形の慣性主軸の角度、のうち少なくともいずれかを含むとよい。このような指標を用いることで、簡易なアルゴリズムで血圧波形の良否を判定することができる。
- [0013] 前記指標抽出部は、複数心拍分の血圧波形のそれぞれについて前記指標を抽出し、前記処理部は、前記複数心拍分の血圧波形の間で前記指標の類似度を評価することにより、前記複数心拍分の血圧波形のうちから異常な血圧波形を検出するとよい。さらに、前記処理部は、検出された前記異常な血圧波形に関する情報を出力する処理を行うとよい。このような方法により、多数の血圧波形のなかから異常な血圧波形を自動で検出できる。したがって、血圧波形に関する専門知識を持たない人でも血圧の異常の有無などを簡単にセルフチェックできたり、医師や保健師などに有用な情報を提供することができる。
- [0014] 前記多次元空間は 3 次元空間であり、前記多次元図形は、前記 3 次元空間内に略楕円形状が分布する 3 次元図形であってもよい。
- [0015] 前記 3 次元空間を構成する 3 軸のうちの第 1 軸と第 2 軸は血圧波形から抽出される特徴量に対応する軸であり、第 3 軸は血圧に影響を与える因子の軸であるとよい。これにより、当該因子の値の変化と血圧変動の関係性を評価することができる。
- [0016] 前記因子は、温度であるとよい。これにより、血圧の温度感受性を評価することができる。
- [0017] 前記指標は、前記 3 次元図形の第 3 軸に垂直な断面における 2 次元図形の重心位置と第 3 軸の値の相関係数、前記第 3 軸の値の変化量に対する前記重心位置の変化量の比率、前記 2 次元図形の横幅と前記第 3 軸の値の相関係数、前記第 3 軸の値の変化量に対する前記横幅の変化量の比率、のうち少なくともいずれかを含むとよい。このような指標を用いることで、簡易なアルゴ

リズムで因子の値と血圧変動の関係性を指標化することができる。

[0018] 前記処理部は、前記指標に基づいて前記ユーザの血圧と前記因子の関係性の強さを評価するとよい。また、前記処理部は、前記ユーザの血圧と前記因子の関係性の強さに関する情報を出力する処理を行うとよい。このような方法により、血圧と因子の関係の強さを自動で判定できる。したがって、血圧波形に関する専門知識を持たない人でも、血圧の異常の有無などを簡単にセルフチェックできたり、医師や保健師などに有用な情報を提供することができる。

[0019] なお、本発明は、上記構成ないし機能の少なくとも一部を有する生体情報分析装置ないしシステムとして捉えることができる。また、本発明は、上記処理の少なくとも一部を含む生体情報分析方法、又は、かかる方法をコンピュータに実行させるためのプログラム、又は、そのようなプログラムを非一時的に記録したコンピュータ読取可能な記録媒体として捉えることもできる。上記構成及び処理の各々は技術的な矛盾が生じない限り互いに組み合わせて本発明を構成することができる。

### 発明の効果

[0020] 本発明によれば、血圧波形の形状的な特徴を直観的に表現する新規な技術を提供することができる。

### 図面の簡単な説明

[0021] [図1]図1は生体情報分析システム10の外観の概略構成を示す図である。

[図2]図2は生体情報分析システム10のハードウェア構成を示すブロック図である。

[図3]図3は血圧測定ユニット20の構造と測定時の状態を模式的に示す断面図である。

[図4]図4は血圧測定ユニット20で測定される血圧波形を示す図である。

[図5]図5は生体情報分析装置1の処理を説明するブロック図である。

[図6]図6は1心拍の橈骨動脈の圧脈波の波形（血圧波形）を示す図である。

[図7]図7は実施例1における射影後血圧軌道を生成する方法を模式的に示す

図である。

[図8]図8は実施例1における射影後血圧軌道を利用して血圧波形の異常を検知する処理のフローチャートである。

[図9]図9は実施例1における検出結果の表示例を示す図である。

[図10]図10は実施例1における検出結果の他の表示例を示す図である。

[図11]図11は実施例2における射影後血圧軌道を生成する方法を模式的に示す図である。

[図12]図12A及び図12Bは実施例2における射影後血圧軌道の一例を示す図である。

[図13]図13A及び図13Bは実施例2における射影後血圧軌道の一例を示す図である。

[図14]図14は実施例2における射影後血圧軌道の一例を示す図である。

[図15]図15は実施例2における射影後血圧軌道を利用して血圧の温度感受性を評価する処理のフローチャートである。

[図16]図16は実施例2における評価結果の表示例を示す図である。

### 発明を実施するための形態

[0022] 以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態を説明する。ただし、以下に記載されている各構成の説明は、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものであり、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

[0023] <生体情報分析システム>

図1は、本発明の一実施形態に係る生体情報分析システム10の外観の概略構成を示す図である。図1は生体情報分析システム10を左手首に装着した状態を示している。生体情報分析システム10は、本体部11と、本体部11に固定されたベルト12と、を備える。生体情報分析システム10は、いわゆるウェアラブル型のデバイスであり、本体部11が手首内側の皮膚に接触し、かつ、皮下に存在する橈骨動脈TDの上に本体部11が配置されるように、装着される。なお、本実施形態では橈骨動脈TD上に装置を装着す

る構成としたが、他の表在動脈上に装着する構成でもよい。

[0024] 図2は、生体情報分析システム10のハードウェア構成を示すブロック図である。生体情報分析システム10は、概略、測定ユニット2と生体情報分析装置1を有する。測定ユニット2は、生体情報の分析に利用する情報を測定により取得するデバイスであり、血圧測定ユニット20、体動測定ユニット21、環境測定ユニット22を含む。ただし、測定ユニット2の構成は図2のものに限られない。例えば、血圧や体動以外の生体情報（体温、血糖、脳波など）を測定するユニットを追加してもよい。あるいは、後述する実施例で利用しないユニットは必須の構成ではないので、生体情報分析システム10に搭載しなくてもよい。生体情報分析装置1は、測定ユニット2から得られる情報を基に生体情報の分析を行うデバイスであり、制御ユニット23、入力ユニット24、出力ユニット25、通信ユニット26、記憶ユニット27を含む。各ユニット20～27は、ローカルバスその他の信号線を介して信号がやり取りできるよう、互いに接続されている。また生体情報分析システム10は、不図示の電源（バッテリー）を有する。

[0025] 血圧測定ユニット20は、トノメトリ法により橈骨動脈TDの圧脈波を測定するユニットである。トノメトリ法は、皮膚の上から動脈を適切な圧力で押圧して動脈TDに扁平部を形成し、動脈内圧と外圧をバランスさせて、圧力センサにより非侵襲的に圧脈波を計測する方法である。

[0026] 体動測定ユニット21は、3軸加速度センサを含み、このセンサによりユーザの身体の動き（体動）を測定するユニットである。体動測定ユニット21は、当該3軸加速度センサの出力を、制御ユニット23が読み取り可能な形式に変換する回路を含んでいてもよい。

[0027] 環境測定ユニット22は、ユーザの心身の状態（特に血圧）に影響を与え得る環境情報を測定するユニットである。環境測定ユニット22は、例えば、気温センサ、湿度センサ、照度センサ、高度センサ、位置センサなどを含むことができる。環境測定ユニット22は、これらのセンサなどの出力を、制御ユニット23が読み取り可能な形式に変換する回路を含んでいてもよい。

。

[0028] 制御ユニット23は、生体情報分析システム10の各部の制御、測定ユニット2からのデータの取り込み、取り込んだデータの記録ユニット27への格納、データの処理・分析、データの入出力などの各種処理を担うユニットである。制御ユニット23は、ハードウェアプロセッサ（以下、CPUと呼ぶ）、ROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）、などを含む。後述する制御ユニット23の処理は、CPUがROM又は記憶ユニット27に記憶されているプログラムを読み込み実行することにより実現される。RAMは、制御ユニット23が各種処理を行う際のワークメモリとして機能する。なお、本実施形態では、測定ユニット2からのデータの取り込み、及び、記憶ユニット27へのデータの格納を制御ユニット23が実行する構成としたが、測定ユニット2から記憶ユニット27へ直接データが格納（書き込み）されるように構成してもよい。

[0029] 実施形態の各構成要素、例えば、測定ユニット、指標抽出部、処理部、判断部、リスクデータベース、入力ユニット、出力ユニット及び、症例データベース等は、生体情報分析システム10にハードウェアで実装されてもよい。指標抽出部、処理部、及び判断部は、記憶ユニット27に格納された実行可能なプログラムを受信して実行してもよい。指標抽出部、処理部、及び判断部は、必要に応じて血圧測定ユニット20、体動測定ユニット21、環境測定ユニット22、入力ユニット24、出力ユニット25、通信ユニット26、記憶ユニット27等からデータを受信してもよい。リスクデータベース及び症例データベース等のデータベースは、記憶ユニット27等で実装され、データを検索や蓄積が容易にできるよう整理された情報を格納してもよい。ここで、例えば、生体情報分析システム10の構造や動作等については、特願2016-082069号に開示される。その内容は、引用により本明細書に組み込まれる。また、血圧測定ユニットの構造や動作等については、特開2016-087003号公報に開示される。その内容は、引用により本明細書に組み込まれる。

- [0030] 入力ユニット24は、ユーザに対し操作インタフェースを提供するユニットである。例えば、操作ボタン、スイッチ、タッチパネルなどを用いることができる。
- [0031] 出力ユニット25は、ユーザに対し情報出力を行うインタフェースを提供するユニットである。例えば、画像により情報を出力する表示装置（液晶ディスプレイなど）、音声により情報を出力する音声出力装置やブザー、光の明滅により情報を出力するLED、振動により情報を出力する振動装置などを用いることができる。
- [0032] 通信ユニット26は、他のデバイスとの間でデータ通信を行うユニットである。データ通信方式は、無線LAN、Bluetooth（登録商標）などどのような方式でもよい。
- [0033] 記憶ユニット27は、データの記憶及び読み出しが可能な記憶媒体であり、制御ユニット23で実行されるプログラム、各測定ユニットから得られた測定データ、測定データを処理することで得られた各種のデータなどを記憶する。記憶ユニット27は、記憶対象となる情報を、電氣的、磁氣的、光学的、機械的又は化学的作用によって蓄積する媒体である。例えばフラッシュメモリが用いられる。記憶ユニット27は、メモリカード等の可搬型のものであってもよいし、生体情報分析システム10に内蔵されていてもよい。
- [0034] 体動測定ユニット21、環境測定ユニット22、制御ユニット23、入力ユニット24、出力ユニット25、記憶ユニット27の一部又は全部を、本体部11とは別のデバイスで構成してもよい。すなわち、血圧測定ユニット20とその制御を行う回路を内蔵する本体部11が手首に装着可能な形態であれば、それ以外のユニットの構造については自由に設計できる。この場合、本体部11は通信ユニット26を介して別のユニットと連携する。例えば、制御ユニット23や入力ユニット24や出力ユニット25の機能をスマートフォンのアプリで構成したり、体動測定ユニット21や環境測定ユニット22の機能を有する活動量計から必要なデータを取得する等、さまざまな構成が考えられる。また、血圧以外の生体情報を測定するセンサを設けてもよ

い。例えば、睡眠センサ、パルスオキシメーター（SpO<sub>2</sub>センサ）、呼吸センサ（フローセンサ）、血糖値センサなどを組み合わせてもよい。

[0035] なお、本実施形態では、血圧を測定するセンサ（血圧測定ユニット20）と血圧波形データの分析処理を行う構成（制御ユニット23等）を1つの装置内に設けたが、それらを別体の構成としてもよい。本実施形態では、生体情報の分析処理を行う構成（制御ユニット23等）を生体情報分析装置と呼び、測定ユニットと生体情報分析装置の組み合わせで構成される装置を生体情報分析システムと呼ぶ。しかし、名称は便宜的なものであり、測定ユニットと生体情報の分析処理を行う構成の全体を生体情報分析装置と呼んでもよいし、他の名称を用いてもよい。

[0036] <血圧波形の測定>

図3は血圧測定ユニット20の構造と測定時の状態を模式的に示す断面図である。血圧測定ユニット20は、圧力センサ30と、圧力センサ30を手首に対して押圧するための押圧機構31と、を備える。圧力センサ30は、複数の圧力検出素子300を有している。圧力検出素子300は、圧力を検出して電気信号に変換する素子であり、例えばピエゾ抵抗効果を利用した素子などを好ましく用いることができる。押圧機構31は、例えば、空気袋とこの空気袋の内圧を調整するポンプとにより構成される。制御ユニット23がポンプを制御し空気袋の内圧を高めると、空気袋の膨張により圧力センサ30が皮膚表面に押し当てられる。なお、押圧機構31は、圧力センサ30の皮膚表面に対する押圧力を調整可能であれば何でもよく、空気袋を用いたものに限定されない。

[0037] 生体情報分析システム10を手首に装着し起動すると、制御ユニット23が血圧測定ユニット20の押圧機構31を制御し、圧力センサ30の押圧力を適切な状態（トノメトリ状態）に維持する。そして、圧力センサ30で検知された圧力信号が制御ユニット23に順次取り込まれる。圧力センサ30より得られる圧力信号は、圧力検出素子300が出力するアナログの物理量（例えば電圧値）を、公知の技術のA/D変換回路等を通してデジタル化し

て生成される。当該アナログの物理量は、圧力検出素子300の種類に応じて、電流値や抵抗値など好適なアナログ値が採用されてよい。当該A/D変換等の信号処理は、血压測定ユニット20の中に所定の回路を設けて行ってもよいし、血压測定ユニット20と制御ユニット23の間に設けたその他のユニット（図示せず）で行ってもよい。制御ユニット23に取り込まれた当該圧力信号は、橈骨動脈TDの内圧の瞬時値に相当する。したがって、1心拍の血压波形を把握することが可能な時間粒度及び連続性で圧力信号を取り込むことにより、血压波形の時系列データを取得することができる。制御ユニット23は、圧力センサ30より順次取り込んだ圧力信号をその測定時刻の情報とともに記憶ユニット27に格納する。制御ユニット23は、取り込んだ圧力信号をそのまま記憶ユニット27に格納してもよいし、当該圧力信号に対して必要な信号処理を施した後で記憶ユニット27に格納してもよい。必要な信号処理は、例えば、圧力信号の振幅が血压値（例えば上腕血压）と一致するように圧力信号を較正する処理、圧力信号のノイズを低減ないし除去する処理などを含んでもよい。

[0038] 図4は、血压測定ユニット20で測定される血压波形を示す。横軸が時間、縦軸が血压である。サンプリング周波数は任意に設定できるが、1心拍の波形の形状的な特徴を再現するため、100Hz以上に設定することが好ましい。1心拍の周期は概ね1秒程度であるから、1心拍の波形について約100点以上のデータ点が取得されることとなる。

[0039] 本実施形態の血压測定ユニット20は以下のような利点を有する。

[0040] 1心拍ごとの血压波形を計測することができる。これにより例えば、血压波形の形状的な特徴に基づき、血压や心臓の状態、心血管リスクなどに関連する様々な指標を得ることができる。また、血压の瞬時値を監視することができるため、血压サージ（血压値の急激な上昇）を即座に検出したり、極めて短い時間（1～数回の心拍）だけに現れる血压変動や血压波形の乱れでも漏れなく検出することが可能となる。

[0041] なお、携帯型血压計としては、手首や上腕に装着しオシロメトリック法に

より血圧を測定するタイプの血圧計が実用化されている。しかし、従来の携帯型血圧計では、数秒から十数秒間の複数心拍分のカフ内圧の変動から血圧の平均値を測定することしかできず、本実施形態の血圧測定ユニット 20 のように 1 心拍ごとの血圧波形の時系列データを得ることはできない。

[0042] 血圧波形の時系列データを記録可能である。血圧波形の時系列データを取得することにより、例えば、血圧波形の時間的な変化に関わる特徴を捉えたり、時系列データを周波数解析して特定の周波数成分を抽出したりすることで、血圧や心臓の状態、心血管リスクなどに関連する様々な指標を得ることができる。

[0043] 携帯型（ウェアラブル型）の装置構成としたので、ユーザに与える測定負担が小さく、長時間の連続的な測定や、さらには 24 時間の血圧の監視なども比較的容易である。また、携帯型のため、安静時の血圧だけでなく、自由行動下（例えば日常生活や運動中）の血圧変化も測定可能である。これにより例えば、日常生活における行動（睡眠、食事、通勤、仕事、服薬など）や運動が血圧に与える影響を把握することが可能となる。

[0044] 従来製品は、血圧測定ユニットに対し腕及び手首を固定し、安静状態にて計測するタイプの装置であり、本実施形態の生体情報分析システム 10 のように日常生活や運動中の血圧変化を測定することはできない。

[0045] 他のセンサとの組み合わせや連携が容易である。例えば、他のセンサにより得られる情報（体動、気温等の環境情報、SpO<sub>2</sub>や呼吸等の他の生体情報など）との因果関係の評価や複合的な評価を行うことができる。

[0046] <生体情報分析装置>

図 5 は、生体情報分析装置 1 の処理を説明するブロック図である。図 5 に示すように、生体情報分析装置 1 は、指標抽出部 50 と処理部 51 を有している。本実施形態では、制御ユニット 23 が必要なプログラムを実行することによって、指標抽出部 50 及び処理部 51 の処理が実現されてもよい。当該プログラムは、記憶ユニット 27 に記憶されていてもよい。制御ユニット 23 が必要なプログラムを実行する際は、ROM 又は記憶ユニット 27 に記

憶された、対象となるプログラムをRAMに展開する。そして、制御ユニット23は、RAMに展開された当該プログラムをCPUにより解釈及び実行して、各構成要素を制御する。ただし、指標抽出部50及び処理部51の処理の一部又は全部をASICやFPGAなどの回路で構成してもよい。あるいは、指標抽出部50及び処理部51の処理の一部又は全部を、本体部11とは別体のコンピュータ（例えば、スマートフォン、タブレット端末、パーソナルコンピュータ、クラウドサーバなど）で実現してもよい。

[0047] 指標抽出部50は、血压測定ユニット20により連続的に計測される血压波形の時系列データを記憶ユニット27から取得する。指標抽出部50は、取得した血压波形の時系列データから血压波形の特徴に関わる指標を抽出する。ここで、血压波形の特徴とは、1心拍の血压波形の形状的な特徴、血压波形の時間的な変化、血压波形の周波数成分などを含む。しかし、血压波形の特徴はこれらには限られない。抽出された指標は、処理部51へ出力される。血压波形の特徴及び指標については様々なものがあり、処理部51による処理の目的に応じて、抽出する特徴及び指標は適宜設計ないし選択することができる。本実施形態の血压波形の測定データから抽出可能な特徴及び指標については後ほど詳しく説明する。

[0048] 指標抽出部50は、指標を求める際に、血压波形の測定データに加えて、体動測定ユニット21の測定データ及び／又は環境測定ユニット22の測定データを用いることもできる。また、図示しないが、睡眠センサ、SpO<sub>2</sub>センサ、呼吸センサ（フローセンサ）、血糖値センサなどの測定データを組み合わせてもよい。複数種類のセンサにより得られる複数種類の測定データを複合的に分析することによって、血压波形のより高度な情報分析が可能となる。例えば、安静時と動作時、気温が高い時と低い時、睡眠が浅い時と深い時、呼吸時と無呼吸時というように、ユーザの状態ごとに血压波形のデータを分類することができる。あるいは、体動、活動量や活動強度、気温の変化、無呼吸、呼吸の仕方などが血压に与える影響を抽出するなど、各測定データの因果関係や相関などを評価することもできる。

[0049] 処理部51は、指標抽出部50によって抽出された指標を受信する。処理部51は、受信した指標に基づく処理を行う。指標に基づく処理には、様々なものが想定できる。例えば、処理部51は、抽出された指標の値や変化などをユーザや医師、保健師などに提示し、健康管理や治療や保健指導などへの活用を促してもよい。あるいは、処理部51は、抽出された指標から循環器系リスクを推測したり、健康維持あるいはリスク改善のための指針を提示したりしてもよい。さらには、処理部51は、指標に基づき心血管リスクの上昇が検知あるいは予測された場合に、ユーザや担当医などに報知したり、ユーザの心臓等に負担となる行動や循環器系イベントの発生を阻止する制御を行ってもよい。

[0050] < 血圧波形から取得される情報 >

図6は1心拍の橈骨動脈の圧脈波の波形（血圧波形）を示している。横軸は時間  $t$  [msec] であり、縦軸は血圧BP [mmHg] である。

[0051] 血圧波形は、心臓が収縮し血液を送り出すことで発生する「駆出波」と、駆出波が末梢血管や動脈の分岐部で反射することにより発生する「反射波」との合成波となる。1心拍の血圧波形から抽出可能な特徴点の一例を以下に示す。

[0052] ・点F1は、圧脈波の立ち上がり点である。点F1は、心臓の駆出開始点、つまり大動脈弁の開放点に対応する。

・点F2は、駆出波の振幅（圧力）が最大となる点（第1ピーク）である。

・点F3は、反射波の重畳により、駆出波の立下りの途中で現れる変曲点である。

・点F4は、駆出波と反射波の間に現れる極小点であり、切痕とも呼ばれる。これは大動脈弁の閉鎖点に対応する。

・点F5は、点F4の後に現れる反射波のピーク（第2ピーク）である。

・点F6は、1心拍の終点であり、次の心拍の駆出開始点つまり次の心拍の始点に対応する。

[0053] 指標抽出部50は、上記特徴点の検出にどのようなアルゴリズムを用いてもよい。例えば、指標抽出部50が演算して、血圧波形のn次微分波形を求め、そのゼロクロス点を検出することにより、血圧波形の特徴点（変曲点）を抽出してもよい（点F1、F2、F4、F5、F6については1次微分波形から、点F3については2次微分波形又は4次微分波形から検出可能である。）。あるいは、指標抽出部50は、特徴点が予め配置された波形パターンを記憶ユニット27から読み出し、当該波形パターンを対象となる血圧波形にフィッティングすることにより、各特徴点の位置を特定してもよい。

[0054] 上記特徴点F1～F6の時刻t及び圧力BPに基づき、指標抽出部50が演算して、1心拍の血圧波形から様々な情報（値、特徴量、指標など）を得ることができる。以下、血圧波形から取得可能な情報の代表的なものを例示する。ただし、txとBPxはそれぞれ特徴点Fxの時刻と血圧を表す。

[0055]

- ・ 脈波間隔（心拍周期） $TA = t_6 - t_1$
- ・ 心拍数 $PR = 1 / TA$
- ・ 脈波立上り時間 $UT = t_2 - t_1$
- ・ 収縮期 $TS = t_4 - t_1$
- ・ 拡張期 $TD = t_6 - t_4$
- ・ 反射波遅延時間 $= t_3 - t_1$
- ・ 最高血圧（収縮期血圧） $SBP = BP_2$
- ・ 最低血圧（拡張期血圧） $DBP = BP_1$
- ・ 平均血圧 $MAP = t_1 \sim t_6$ の血圧波形の面積／心拍周期TA
- ・ 収縮期の平均血圧 $= t_1 \sim t_4$ の血圧波形の面積／収縮期TS
- ・ 拡張期の平均血圧 $= t_4 \sim t_6$ の血圧波形の面積／拡張期TD
- ・ 脈圧 $PP = \text{最高血圧} SBP - \text{最低血圧} DBP$
- ・ 収縮後期圧 $SBP_2 = BP_3$
- ・ AI（Augmentation Index） $= (\text{収縮後期圧} SBP_2 - \text{最低血圧} DBP) / \text{脈圧} PP$

[0056] これらの情報（値、特徴量、指標）の基本統計量も指標として用いること

ができる。基本統計量は、例えば、代表値（平均値、中央値、最頻値、最大値、最小値など）、散布度（分散、標準偏差、変動係数など）を含む。また、これらの情報（値、特徴値、指標）の時間的な変化も指標として用いることができる。

[0057] また、指標抽出部50は、複数の拍情報を演算することでBRS（血圧調整能）という指標を得ることもできる。これは、血圧を一定に調整しようとする能力を表す指標である。算出方法は例えばSpontaneous sequence法などがある。これは、連続して3拍以上にわたり最高血圧SBPと脈波間隔TAとが同期して上昇、または下降するシーケンスのみを抽出し、最高血圧SBPと脈波間隔TAを2次元平面上にプロットし、回帰直線を最小二乗法により求めたときの傾きをBRSとして定義する方法である。

[0058] 以上述べたように、本実施形態の生体情報分析システム10を利用すれば血圧波形のデータから様々な情報を取得することができる。ただし、生体情報分析システム10に対し上述した全ての情報を取得する機能を実装する必要はない。生体情報分析システム10の構成、利用者、利用目的、利用場所などに応じて、必要な情報を取得する機能のみを実装すればよい。また、各機能をプログラムモジュール（アプリケーションソフト）として提供し、生体情報分析システム10に必要なプログラムモジュールをインストールすることで、機能追加を行えるような仕組みにしてもよい。

[0059] 以下、生体情報分析システム10の具体的な応用について、いくつかの実施例を例示的に説明する。

[0060] <実施例1>

生体情報分析システム10を用いることにより、1心拍ごとの血圧波形のデータを取得することが可能となり、従来の定期血圧測定やABPM（Ambulatory Blood Pressure Monitoring）では捉えることのできなかつた、血圧変動や異常の発生ないし予兆を検知できると期待される。しかしながら、測定された血圧波形のデータを時系列のグラフにして見るだけでは、血圧変動や異常を直観的に評価することが困難である。例えば、心拍数が60回／分の

場合、1日分のデータとして86400個の血圧波形が計測されることとなるが、この大量の血圧波形のなかから、注目すべき波形（異常な波形等）を発見することは医師等の専門家でも容易なことではない。

[0061] そこで、本実施例では、血圧波形の形状的な特徴を直観的に表現するために、1心拍の血圧波形を2次元のグラフへと変換する。具体的には、血圧波形から抽出される2種類の特徴量に対応する2つの軸から構成される2次元平面（2次元空間）に対して、1心拍の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることにより、2次元グラフ（2次元図形）が形成される。本実施例では、この2次元グラフを射影後血圧軌道と呼ぶ。各軸の特徴量には何を設定してもよいが、好ましくは、1心拍ごとに値が周期的な変化を示す特徴量を選択するとよい。このように2次元平面の軸を設定することで、射影後血圧軌道が略楕円形状の周回軌道を描くようになる。このような2次元グラフを用いることで、血圧波形の異常等を簡単に評価、検知、表現することができるため、医師や保健師などに有用な情報を提供できる。また、血圧波形に関する専門知識を持たない人でも血圧波形の異常等を直観的に理解できるようになるため、例えば、ユーザのセルフチェックなどにも利用価値が高い。

[0062] （射影後血圧軌道）

図7は、1心拍の血圧波形のデータをもとに構成される2次元のグラフの射影後血圧軌道を生成する方法を模式的に示している。まず、指標抽出部50が、血圧波形の時系列データを1心拍ごとの血圧波形に分割する。例えば、指標抽出部50は、拡張期血圧（DBP）の位置を基準に血圧波形を分割すればよい。1心拍の血圧波形データBP(t)は、数十から数百点の瞬時血圧値のデータ列で構成される。仮に、1心拍の周期（脈波間隔）が1秒であり、サンプリング周波数が125Hzであるとする、1心拍の血圧波形データBP(t)は125点の血圧値のデータ列からなる。

[0063] 本実施例では、血圧波形の2次元グラフ表現のために、血圧値BPと血圧変化量 $\Delta BP$ の2種類の特徴量に対応する2軸の2次元平面を用いる。血圧

変化量 $\Delta BP$ は、例えば、一つ前の瞬時血圧値との差分 ( $\Delta BP(t) = BP(t) - BP(t-1)$ ) である。指標抽出部50が1心拍の血圧波形データ $BP(t)$ に含まれる全てのデータ点を2次元平面 ( $BP - \Delta BP$ 平面) にマッピングすると、図7に示すように、1心拍分の血圧波形が1周分の周回軌道を描く図形に変換される。この図形が射影後血圧軌道である。血圧波形が異なると射影後血圧軌道の形状にも違いがでる。したがって、指標抽出部50が射影後血圧軌道の形状の変化や歪みを評価することで、血圧波形の変化や異常を見出すことが可能である。血圧波形の2次元グラフ表現により、複雑な血圧波形が単純な図形 (1周分の略楕円図形) に変換されるので、形状変化や異常などを捉えやすいという利点がある。

[0064] (射影後血圧軌道の形状特徴)

射影後血圧軌道の形状の変化や歪みを評価する場合には、例えば、以下のような指標を用いるとよい。

- ・射影後血圧軌道の外接矩形のサイズ (横幅、縦幅、面積)
- ・射影後血圧軌道の外接矩形の縦横比、中心位置
- ・射影後血圧軌道の重心位置
- ・射影後血圧軌道の慣性主軸の角度

[0065] 例えば、これらの指標を要素として含む多次元ベクトルを、射影後血圧軌道の形状特徴量 (形状特徴量ベクトル) として用いることができる。なお、射影後血圧軌道の形状そのものを純粹に比較する目的であれば、射影後血圧軌道の外接矩形のサイズや角度をそろえる正規化を行い、正規化後の射影後血圧軌道から形状特徴量を抽出することも好ましい。

[0066] (処理例)

図8に、射影後血圧軌道を利用してユーザの血圧波形の異常を検知する処理の一例を示す。まず、指標抽出部50が、記憶ユニット27から血圧波形のデータを読み込む (ステップ2400)。例えば、1日分の時系列データが読み込まれる。指標抽出部50は、血圧波形の時系列データを拡張期血圧 (DBP) の位置を基準にして1心拍ごとの血圧波形に分割する (ステップ

2401)。

[0067] 指標抽出部50は、1心拍分の血圧波形のデータを基に射影後血圧軌道を生成する(ステップ2402)。また、指標抽出部50は、射影後血圧軌道の形状特徴量に関わる指標を抽出する(ステップ2403)。ステップ2402, 2403の処理は、すべての血圧波形に対し繰り返し実行される(ステップ2404, 2405)。

[0068] 次に、処理部51が、射影後血圧軌道の形状特徴量に基づき血圧波形の異常を検知する処理を行う。具体的には、処理部51は、ステップ2400~2405で得られた複数心拍分の射影後血圧軌道のデータの中から、形状特徴量が他と有意に異なる射影後血圧軌道(「異常射影後血圧軌道」と呼ぶ)を検出する(ステップ2406)。異常射影後血圧軌道の検出には、公知の外れ値検出アルゴリズムを適用することができる。例えば、処理部51は、特徴量空間上での距離(ユークリッド距離)を基に射影後血圧軌道同士の類似度を計算し、他の射影後血圧軌道に対する類似度の合計が閾値より低いものを異常射影後血圧軌道とみなすことができる。また、処理部51は、特徴量空間上での射影後血圧軌道の分布を求め、その分布中心から所定の距離(例えば標準偏差のn倍)以上離れているものを異常射影後血圧軌道とみなしてもよい。

[0069] 異常射影後血圧軌道が検出された場合、処理部51は、検出結果の情報を出力ユニット25又は外部の表示装置などに出力する(ステップ2407)。出力される情報は、例えば、時間ごとの血圧値に関する情報、平常時の射影後血圧軌道に関する情報、異常射影後血圧軌道に関する情報などを含むとよい。図9は、処理部51による検出結果の情報出力画面の表示例である。平常時の射影後血圧軌道及びその形状特徴量と、異常射影後血圧軌道及びその形状特徴量と、異常が発生した時刻とが表示されている。また、図10は、処理部51による検出結果の情報出力画面の他の表示例である。血圧波形の時系列データと、複数個所の異常射影後血圧軌道及びその形状特徴量と、異常が発生した時刻とが表示されている。図9や図10のような検出結果を

見ることで、医師やユーザは血圧波形の形状変化や異常を直観的に把握することができる。したがって、診察等において血圧の時系列データの分析・診断にかかる時間を大幅に効率化できる。また、見逃しなどのヒューマンエラーを削減できる。加えて、病態についての詳細な分析ができる可能性がある。

[0070] <実施例2>

環境温度（気温、室温など）の低下により血圧の上昇がみられることは医学的に知られている。従来は、定期血圧測定やA B P M（Ambulatory Blood Pressure Monitoring）で取得した血圧のデータを集計することで血圧の季節変動や日内変動を評価する研究にとどまっていた。これに対し、生体情報分析システム10を用いることにより、自由行動下での1心拍ごとの血圧波形をモニタリングできれば、急な温度変化（例えば、風雨により気温が急低下した場合、室内から室外へ移動した場合、暖房のきいた居室からトイレや浴室に移動した場合など）に起因して生じる一時的あるいは急激な血圧変化を観測し評価することが可能になる。しかしながら、測定された血圧波形のデータと温度のデータを時系列のグラフにして見るだけでは、温度変化に伴う血圧変動や異常を直観的に評価することが困難である。例えば、心拍数が60回／分の場合、1日分のデータとして86400個の血圧波形が計測されることとなるが、この大量の血圧波形のなかから、温度変化と血圧変動の関係性を発見することは医師等の専門家でも容易なことではない。

[0071] そこで、本実施例では、血圧波形の形状的な特徴、特に血圧変動と温度との関係性を直観的に表現するために、血圧波形の変化を表す連続した複数心拍の血圧波形の時系列データを3次元のグラフへと変換する。具体的には、血圧波形から抽出される2種類の特徴量に対応する2つの軸と温度軸とで構成される3次元空間に対して、複数心拍の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることにより、3次元グラフ（3次元図形）が形成される。本実施例では、この3次元グラフを射影後血圧軌道と呼ぶ。射影後血圧軌道は、血圧の温度感受性（気温感受性）を表現した図形であるといえる。この

方法を用いることで、温度に対する血圧波形の変化や血圧波形の異常等を簡単に評価、検知、表現することができるため、医師や保健師などに有用な情報を提供できる。また、血圧波形に関する専門知識を持たない人でも、温度と血圧波形の関係性や血圧波形の異常等を直観的に理解できるようになるため、例えば、ユーザのセルフチェックなどにも利用価値が高い。

[0072] なお、本実施例では、温度変化が血圧に与える影響に注目するため、血圧波形から抽出される2つの特徴量軸と温度軸からなる3次元空間を用いるが、血圧に影響を与える因子として温度以外の因子を用いてもよい。例えば、体動、運動強度、活動量などの測定データと組み合わせれば、姿勢変化（起立など）と血圧の関係や、運動と血圧の関係などを可視化できる。他にも、SpO<sub>2</sub>や呼吸などの測定データと組み合わせることで、無呼吸と血圧の関係を可視化してもよい。また、投薬や服薬の記録データと組み合わせることで、薬効と血圧の関係を可視化してもよい。また、摂取塩分の記録データと組み合わせることで、血圧の塩分感受性を可視化してもよい。また、ストレス度の記録データと組み合わせることで、ストレス性高血圧を可視化してもよい。

[0073] （射影後血圧軌道）

図11は、血圧波形の変化を表す連続した複数心拍の血圧波形の時系列データとその時の温度のデータをもとに構成される3次元のグラフを生成する方法を模式的に示している。例えば、1日分の血圧波形の時系列データと1日分の温度の時系列データが用いられる。温度は、環境測定ユニット22により測定された、ユーザが実際にいる場所の環境温度（気温や室温）であるとよい。

[0074] 1日分の血圧波形データBP(t)は、瞬時血圧値のデータ列で構成される。仮に、血圧測定ユニット20のサンプリング周波数が125Hzであるとすると、1日分の血圧波形データBP(t)は約1千万点の血圧値のデータ列からなる。一方、1日分の温度データT(t)は、瞬時温度のデータ列で構成される。血圧の温度感受性を精度良く評価するため、温度データT(

t) は、1心拍ごとの測定値を含むとよい（例えば、サンプリング周波数が1 Hz以上）。

[0075] 本実施例では、血压波形の3次元グラフ表現のために、血压値BP、血压変化量 $\Delta BP$ 、温度Tの3軸からなる3次元空間を用いる。血压変化量 $\Delta BP$ は、例えば、一つ前の瞬時血压値との差分( $\Delta BP(t) = BP(t) - BP(t-1)$ )である。血指標抽出部50が圧波形データBP(t)に含まれる全てのデータ点を3次元空間(BP- $\Delta BP$ -T空間)にマッピングすると、図11に示すように、1心拍分の血压波形がBP- $\Delta BP$ 平面内で周回軌道を描き、且つ、複数の周回軌道が温度T軸に沿って分布するような、3次元図形に変換される。この図形が射影後血压軌道である。血压波形が異なると射影後血压軌道の形状にも違いがでる。したがって、温度T軸方向に沿った射影後血压軌道の形状の変化や歪みを評価することで、血压の温度感受性を評価することが可能である。血压波形の3次元グラフ表現により、血压波形と温度の膨大な測定データが単純な図形に変換されるので、射影後血压軌道の形状変化や温度との関係などを捉えやすいという利点がある。

[0076] 図12A、図12B、図13A、図13B、図14に、射影後血压軌道の一例を示す。図12A及び図12Bは、被検者1の測定データから生成した射影後血压軌道を示す。図12Aが気温Tと血压値BPの関係を示すビューであり、図12Bが気温Tと血压変化量 $\Delta BP$ の関係を示すビューである。図12A及び図12Bをみると、気温Tが変化しても、射影後血压軌道の横幅(BPや $\Delta BP$ の値域)やBP- $\Delta BP$ 断面での重心位置はほとんど変化がないことが分かる。このような形状的特徴から、処理部51は、被検者1の血压は温度感受性が無い(又は低い)と判断できる。

[0077] 図13A及び図13Bは、被検者2の測定データから生成した射影後血压軌道を示す。図13Aが気温Tと血压値BPの関係を示すビューであり、図13Bが気温Tと血压変化量 $\Delta BP$ の関係を示すビューである。図13A及び図13Bをみると、温度Tが低下するとともに、射影後血压軌道の横幅(BPや $\Delta BP$ の値域)が拡大し、BP- $\Delta BP$ 断面での重心位置はBPが増

大する方向にシフトしていることが分かる。このような形状的特徴から、処理部51は、被検者2の血圧は温度感受性が有る（又は高い）と判断できる。図14も温度感受性有りの例である。射影後血圧軌道が温度T軸方向で不連続になっている箇所があり、その不連続箇所より温度が低いところでは、射影後血圧軌道の形状の乱れ、拡大、重心位置のシフトが生じている。これは、急な温度低下に起因して、血圧の乱れ及び上昇が発生したことを示している。このような形状的特徴が認められた場合、処理部51は、温度感受性が有る（又は高い）と判断できる。

[0078] （射影後血圧軌道の形状特徴）

射影後血圧軌道から血圧の温度感受性を評価する場合には、例えば、以下のような指標を用いるとよい。

- ・BP-ΔBP断面における射影後血圧軌道の重心位置Cと温度Tの相関係数

- ・BP-ΔBP断面における射影後血圧軌道の重心位置Cの温度Tに対する傾き（温度Tの変化量ΔTに対する重心位置Cの変化量ΔCの比率 $\Delta C / \Delta T$ ）

- ・BP-ΔBP断面における射影後血圧軌道の横幅Wと温度Tの相関係数

- ・BP-ΔBP断面における射影後血圧軌道の横幅Wの温度Tに対する傾き（温度Tの変化量ΔTに対する横幅Wの変化量ΔWの比率 $\Delta W / \Delta T$ ）

相関係数が大きく、かつ、傾きが大きいほど、血圧の温度感受性が高いといえる。

[0079] （処理例）

図15に、本実施例の処理の一例を示す。まず、指標抽出部50が、記憶ユニット27から血圧波形のデータと温度のデータを読み込む（ステップ3000）。例えば、1日分の血圧波形の時系列データと温度の時系列データとが読み込まれる。指標抽出部50は、血圧波形のデータと温度のデータを基に射影後血圧軌道を生成する（ステップ3001）。次に、指標抽出部50が、生成した射影後血圧軌道から上述した相関係数及び傾きなどの指標を

求める（ステップ3002）。

[0080] 次に、処理部51が、ステップ3002で求めた指標に基づき、当該ユーザの血圧の温度感受性（血圧と温度の関係性の強さ）を評価する（ステップ3003）。例えば、処理部51は、射影後血圧軌道の指標と温度感受性のレベルとが対応付けられたテーブルを参照することで、当該ユーザの温度感受性レベルを決定してもよい。あるいは、処理部51は、多数の被験者の射影後血圧軌道と温度感受性レベルが登録されているデータベース（テーブル）を参照し、当該ユーザと属性（性別、年齢など）及び射影後血圧軌道の指標が類似する被験者のデータを抽出することにより、当該ユーザの温度感受性レベルを決定してもよい。温度感受性レベルの判定に利用するテーブルやデータベースは、記憶ユニット27にあらかじめ格納されていてもよいし、外部のストレージ（例えばクラウドサーバなど）に格納されていてもよい。

[0081] 処理部51は、評価結果の情報を出力ユニット25又は外部の表示装置などに出力する（ステップ3004）。出力される情報は、例えば、射影後血圧軌道に関する情報、血圧の温度感受性に関する情報などを含む。図16は、処理部51による評価結果の情報出力画面の表示例である。射影後血圧軌道の形状、射影後血圧軌道の指標、温度感受性レベルなどが表示されている。このような評価結果を見ることで、医師やユーザは血圧の温度感受性を直観的かつ納得性をもって理解することができる。

[0082] なお、上述した実施形態及び実施例の構成は本発明の一具体例を示したものにすぎず、本発明の範囲を限定する趣旨のものではない。本発明はその技術思想を逸脱しない範囲において、種々の具体的構成を採り得るものである。例えば、上記実施例1では1心拍の血圧波形を2次元空間にマッピングしたが、3つ以上の軸からなる多次元空間にマッピングし多次元グラフを生成してもよい。実施例2についても、4つ以上の軸からなる多次元空間にマッピングしてもよい。

[0083] 本明細書に開示された技術思想は以下のような発明として特定することもできる。

## [0084] (付記1)

生体情報分析装置であって、  
ハードウェアプロセッサと、プログラムを記憶するメモリとを有し、  
前記ハードウェアプロセッサは、前記プログラムにより、  
ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能な  
センサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データを基に、血圧波形  
から抽出される2種類の特徴量に対応する2軸を少なくとも含む複数の軸か  
ら構成される多次元空間に対して、前記血圧波形の時系列データから選択さ  
れた1又は複数の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることに  
より多次元図形を形成し、前記多次元図形の形状的な特徴に関する指標を抽  
出し、  
抽出された前記指標に基づく処理を行う  
ことを特徴とする生体情報分析装置。

## [0085] (付記2)

生体情報分析システムであって、  
ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能な  
センサと、ハードウェアプロセッサと、プログラムを記憶するメモリと、を  
有し、  
前記ハードウェアプロセッサは、前記プログラムにより、  
ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能な  
センサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データを基に、血圧波形  
から抽出される2種類の特徴量に対応する2軸を少なくとも含む複数の軸か  
ら構成される多次元空間に対して、前記血圧波形の時系列データから選択さ  
れた1又は複数の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることに  
より多次元図形を形成し、前記多次元図形の形状的な特徴に関する指標を抽  
出し、  
抽出された前記指標に基づく処理を行う  
ことを特徴とする生体情報分析システム。

[0086] (付記3)

生体情報分析方法であって、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサによって、ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データを基に、血圧波形から抽出される2種類の特徴量に対応する2軸を少なくとも含む複数の軸から構成される多次元空間に対して、前記血圧波形の時系列データから選択された1又は複数の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることにより多次元図形を形成するステップと、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサによって、前記多次元図形の形状的な特徴に関する指標を抽出するステップと、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサによって、抽出された前記指標に基づく処理を行うステップと、

を含むことを特徴とする生体情報分析方法。

### 符号の説明

[0087] 1：生体情報分析装置、2：測定ユニット

10：生体情報分析システム、11：本体部、12：ベルト

20：血圧測定ユニット、21：体動測定ユニット、22：環境測定ユニット、23：制御ユニット、24：入力ユニット、25：出力ユニット、26：通信ユニット、27：記憶ユニット

30：圧力センサ、31：押圧機構、300：圧力検出素子

50：指標抽出部、51：処理部

## 請求の範囲

- [請求項1] ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データを基に、血圧波形から抽出される2種類の特徴量に対応する2軸を少なくとも含む複数の軸から構成される多次元空間に対して、前記血圧波形の時系列データから選択された1又は複数の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることにより多次元図形を形成し、前記多次元図形の形状的な特徴に関する指標を抽出する指標抽出部と、  
抽出された前記指標に基づく処理を行う処理部と、  
を有することを特徴とする生体情報分析装置。
- [請求項2] 前記2種類の特徴量は、1心拍ごとに値が周期的な変化を示す特徴量である  
ことを特徴とする請求項1に記載の生体情報分析装置。
- [請求項3] 前記2種類の特徴量は、血圧値と血圧変化量である  
ことを特徴とする請求項1又は2に記載の生体情報分析装置。
- [請求項4] 前記多次元空間は2次元平面であり、  
前記多次元図形は、前記2次元平面上で略楕円形状をなす2次元図形である  
ことを特徴とする請求項1～3のいずれかに記載の生体情報分析装置。  
。
- [請求項5] 前記指標は、前記2次元図形の外接矩形のサイズ、前記2次元図形の外接矩形の縦横比、前記2次元図形の外接矩形の中心位置、前記2次元図形の重心位置、前記2次元図形の慣性主軸の角度、のうち少なくともいずれかを含む  
ことを特徴とする請求項4に記載の生体情報分析装置。
- [請求項6] 前記指標抽出部は、複数心拍分の血圧波形のそれぞれについて前記指標を抽出し、  
前記処理部は、前記複数心拍分の血圧波形の間で前記指標の類似度

を評価することにより、前記複数心拍分の血圧波形のうちから異常な血圧波形を検出する

ことを特徴とする請求項 1～5 のいずれかに記載の生体情報分析装置。

[請求項7] 前記処理部は、検出された前記異常な血圧波形に関する情報を出力する処理を行う

ことを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報分析装置。

[請求項8] 前記多次元空間は 3 次元空間であり、

前記多次元図形は、前記 3 次元空間内に略楕円形状が分布する 3 次元図形である

ことを特徴とする請求項 1～3 のいずれかに記載の生体情報分析装置。

[請求項9] 前記 3 次元空間を構成する 3 軸のうちの第 1 軸と第 2 軸は血圧波形から抽出される特徴量に対応する軸であり、第 3 軸は血圧に影響を与える因子の軸である

ことを特徴とする請求項 8 に記載の生体情報分析装置。

[請求項10] 前記因子は、温度である

ことを特徴とする請求項 9 に記載の生体情報分析装置。

[請求項11] 前記指標は、前記 3 次元図形の第 3 軸に垂直な断面における 2 次元図形の重心位置と第 3 軸の値の相関係数、前記第 3 軸の値の変化量に対する前記重心位置の変化量の比率、前記 2 次元図形の横幅と前記第 3 軸の値の相関係数、前記第 3 軸の値の変化量に対する前記横幅の変化量の比率、のうち少なくともいずれかを含む

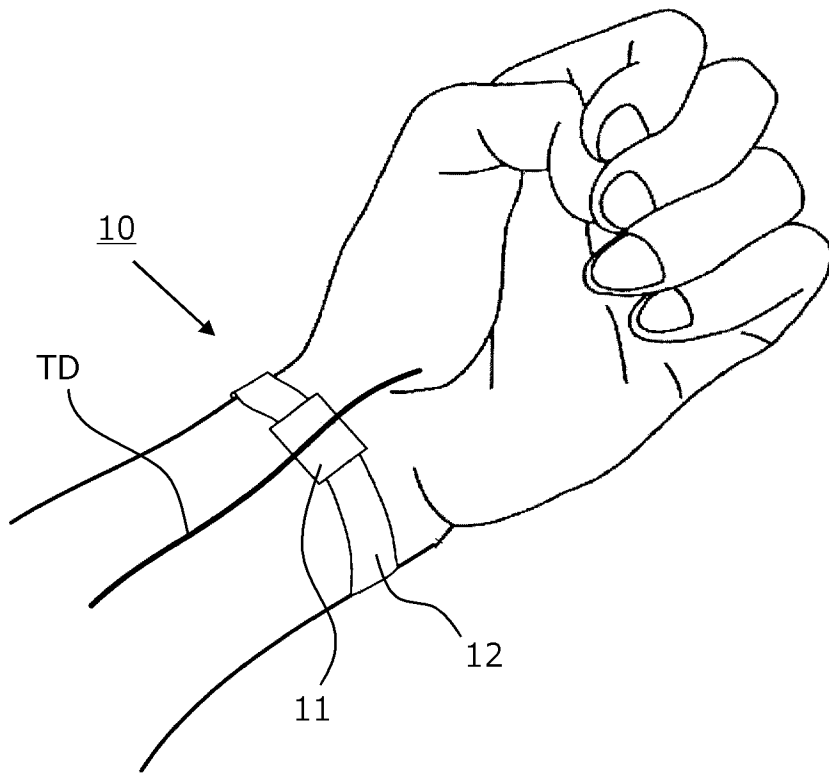
ことを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の生体情報分析装置。

[請求項12] 前記処理部は、前記指標に基づいて前記ユーザの血圧と前記因子の関係性の強さを評価する

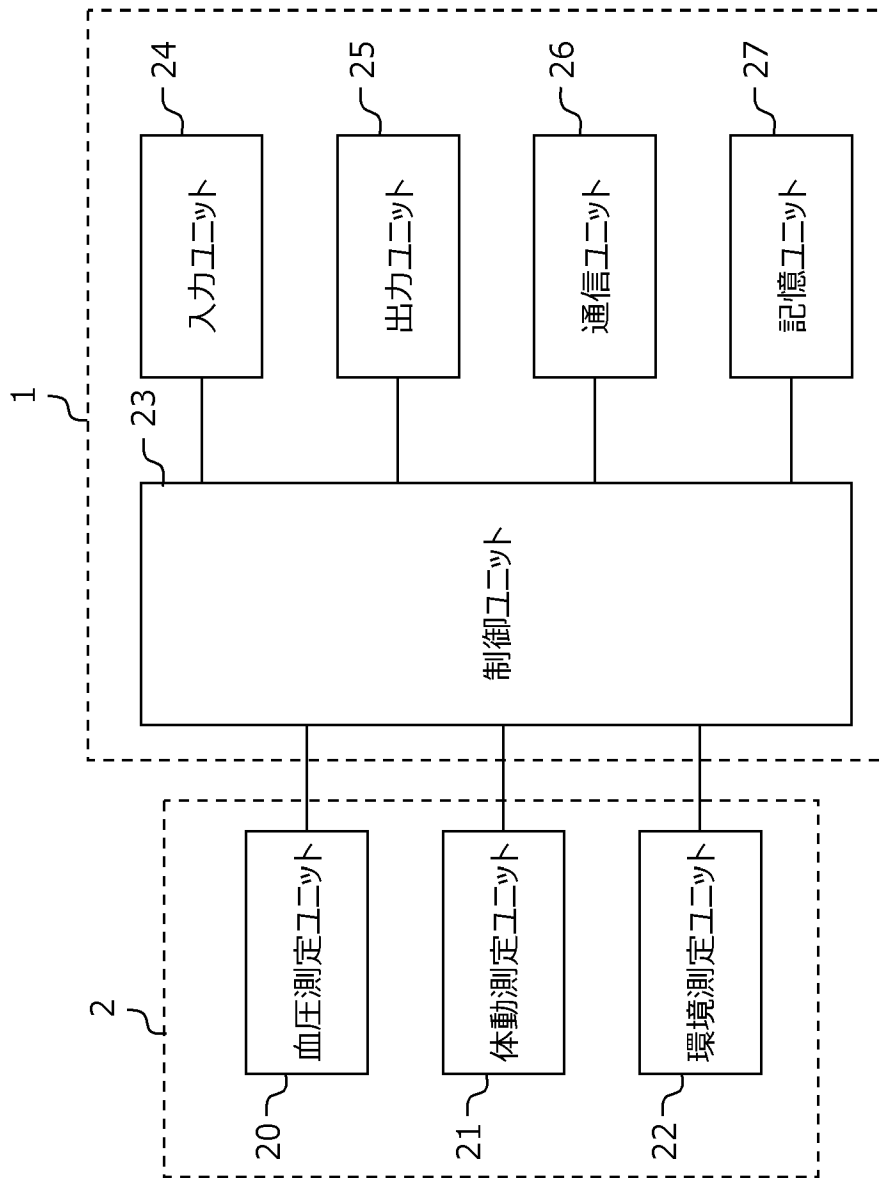
ことを特徴とする請求項 9～11 のいずれかに記載の生体情報分析装置。

- [請求項13] 前記処理部は、前記ユーザの血圧と前記因子の関係性の強さに関する情報を出力する処理を行うことを特徴とする請求項12に記載の生体情報分析装置。
- [請求項14] ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサと、  
前記センサにより連続的に計測される血圧波形のデータを用いて、生体情報の分析を行う、請求項1～13のいずれかに記載の生体情報分析装置と、  
を有することを特徴とする生体情報分析システム。
- [請求項15] 請求項1～13のいずれかに記載の生体情報分析装置の前記指標抽出部及び前記処理部としてプロセッサを機能させることを特徴とするプログラム。
- [請求項16] ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データを基に、血圧波形から抽出される2種類の特徴量に対応する2軸を少なくとも含む複数の軸から構成される多次元空間に対して、前記血圧波形の時系列データから選択された1又は複数の血圧波形を構成する複数点のデータをプロットすることにより多次元図形を形成し、前記多次元図形の形状的な特徴に関する指標を抽出するステップと、  
抽出された前記指標に基づく処理を行うステップと、  
を含むことを特徴とする生体情報分析方法。

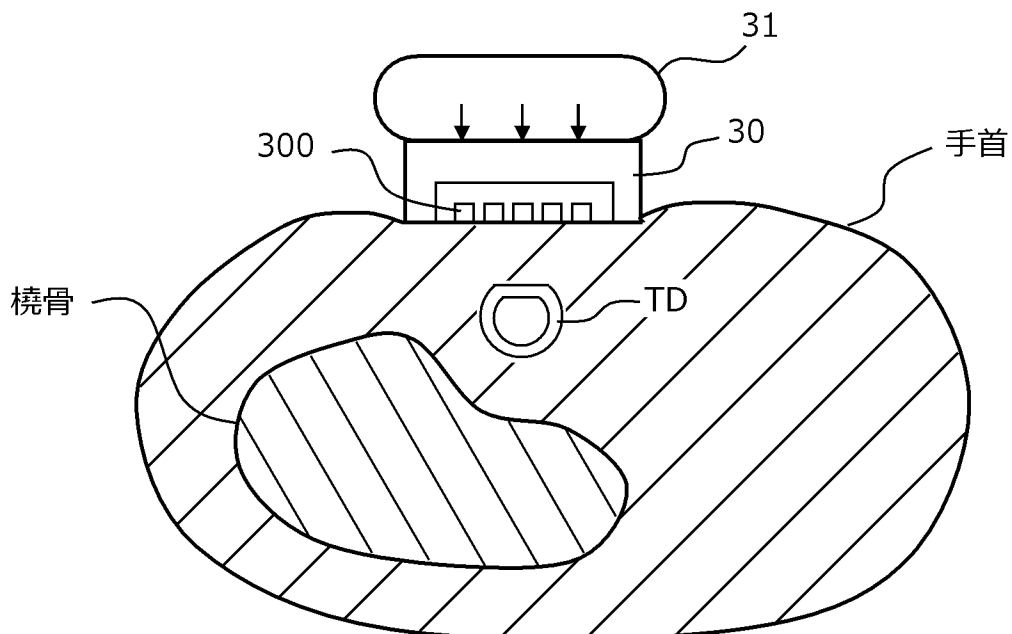
[図1]



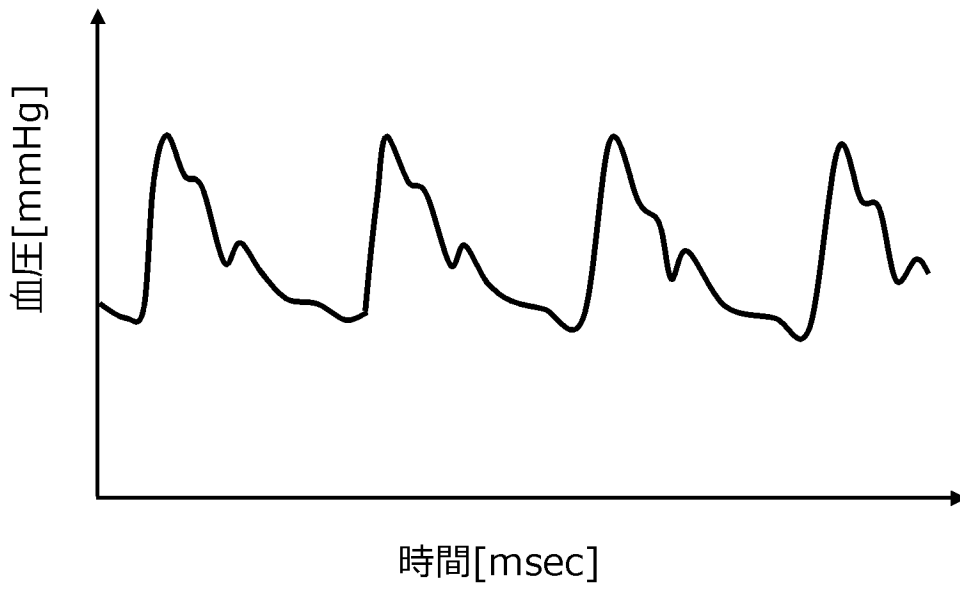
[図2]



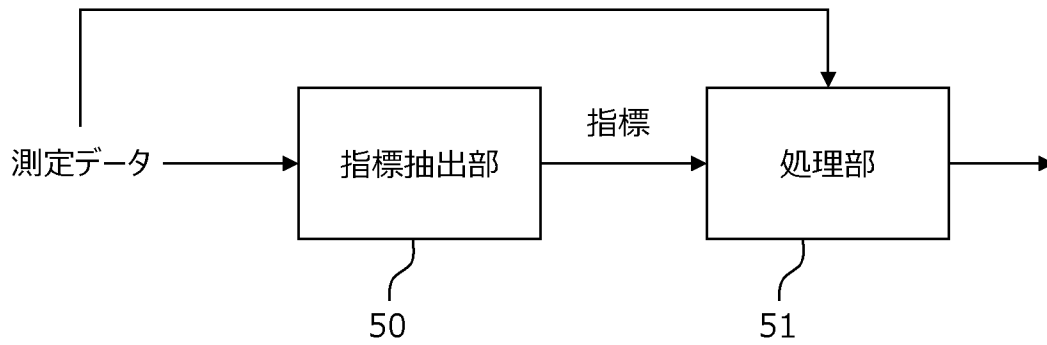
[図3]



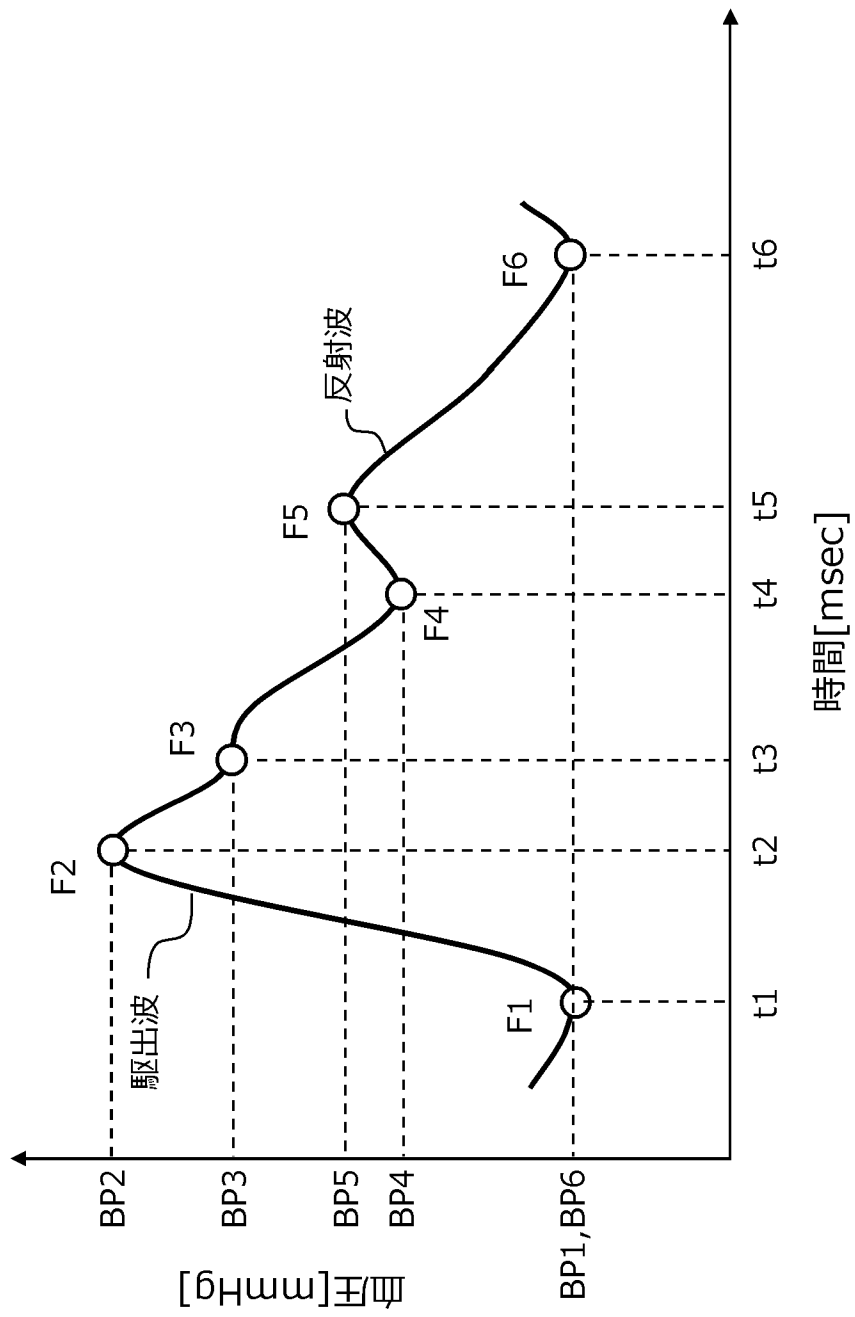
[図4]



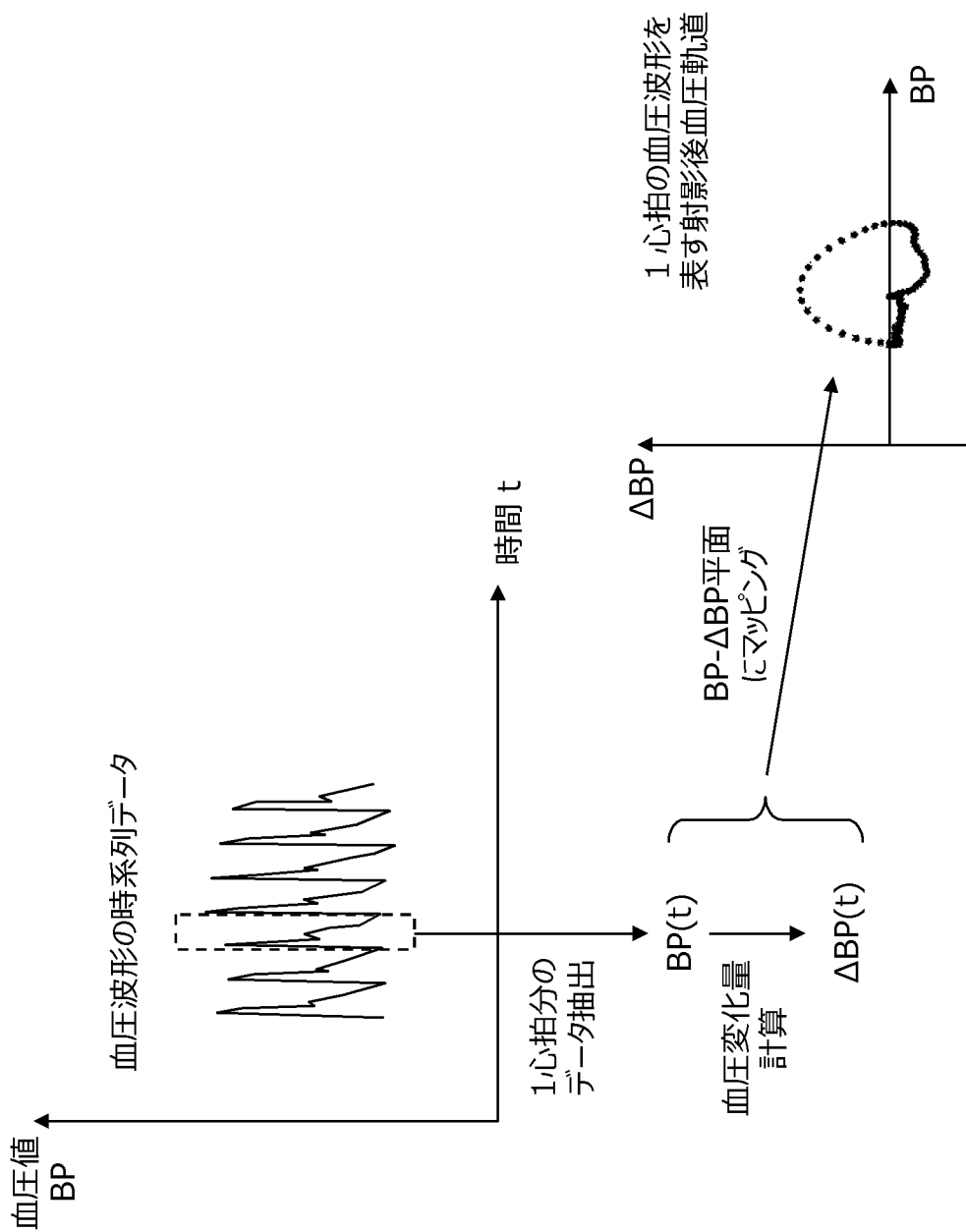
[図5]



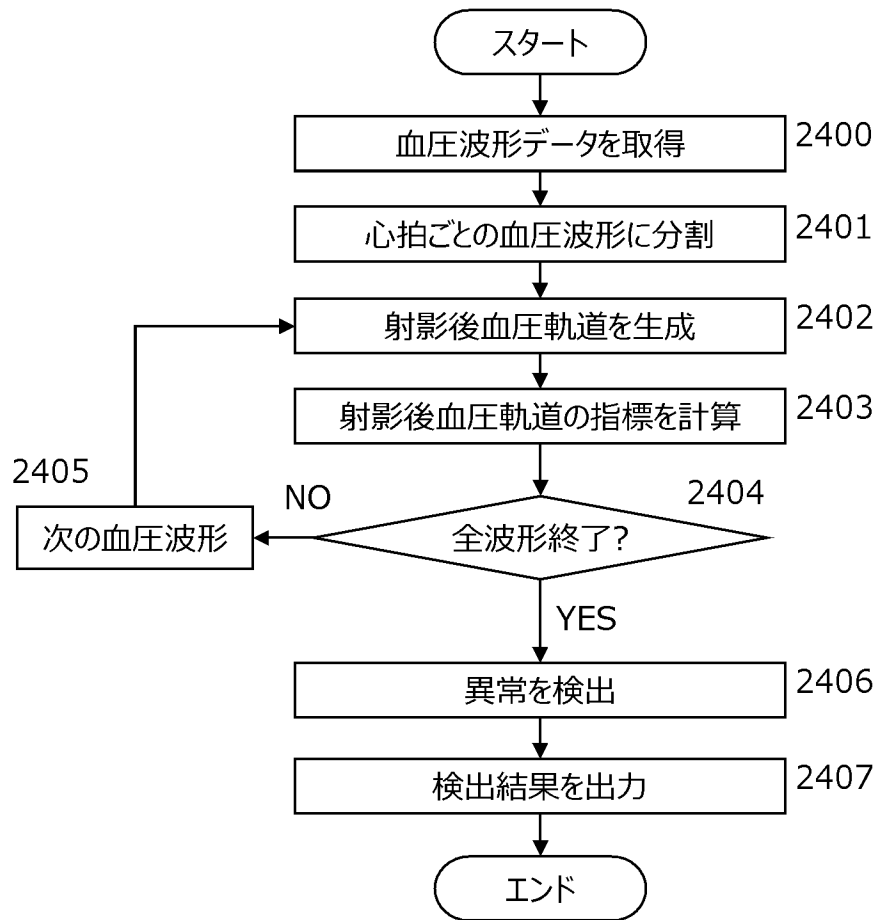
[図6]



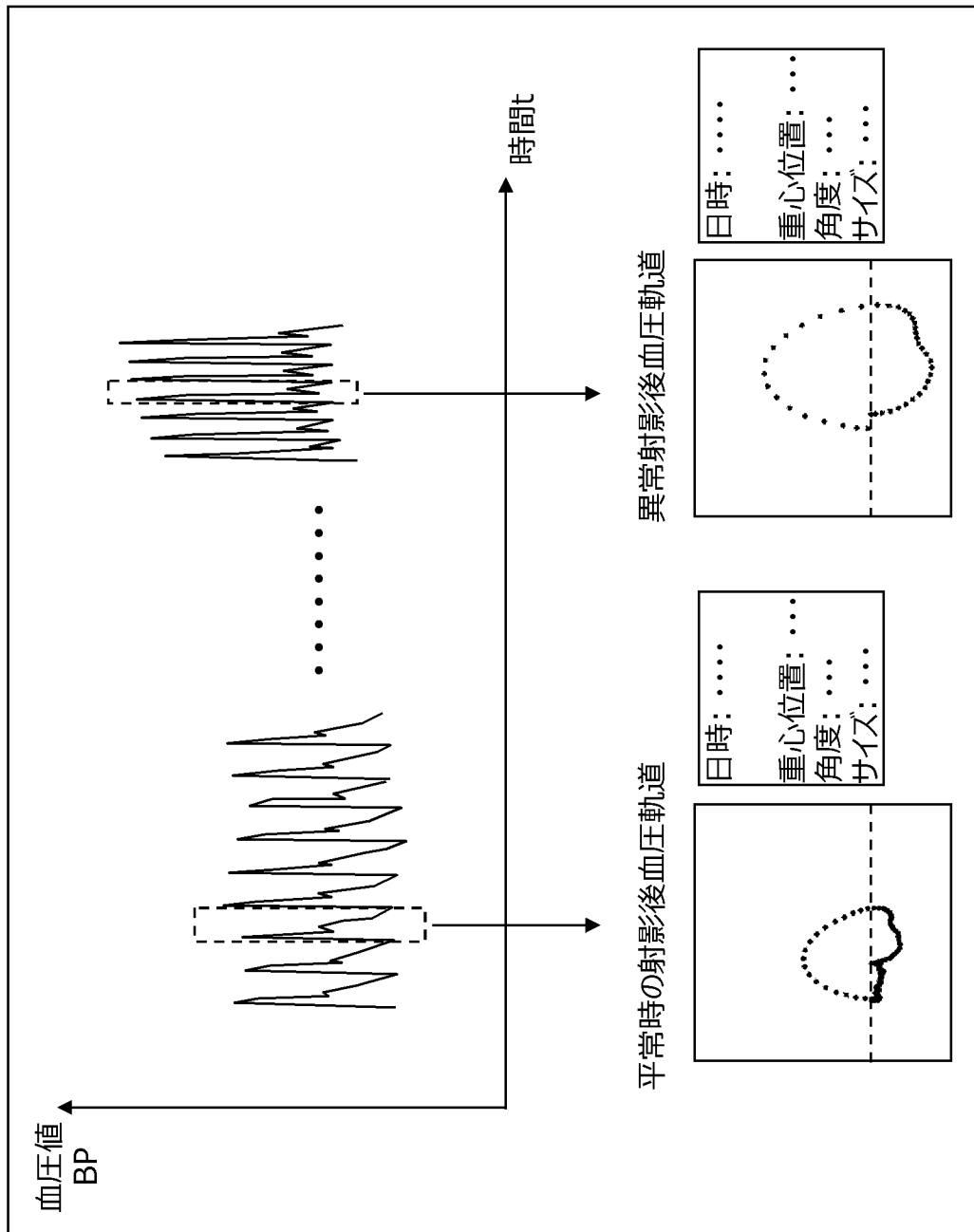
[図7]



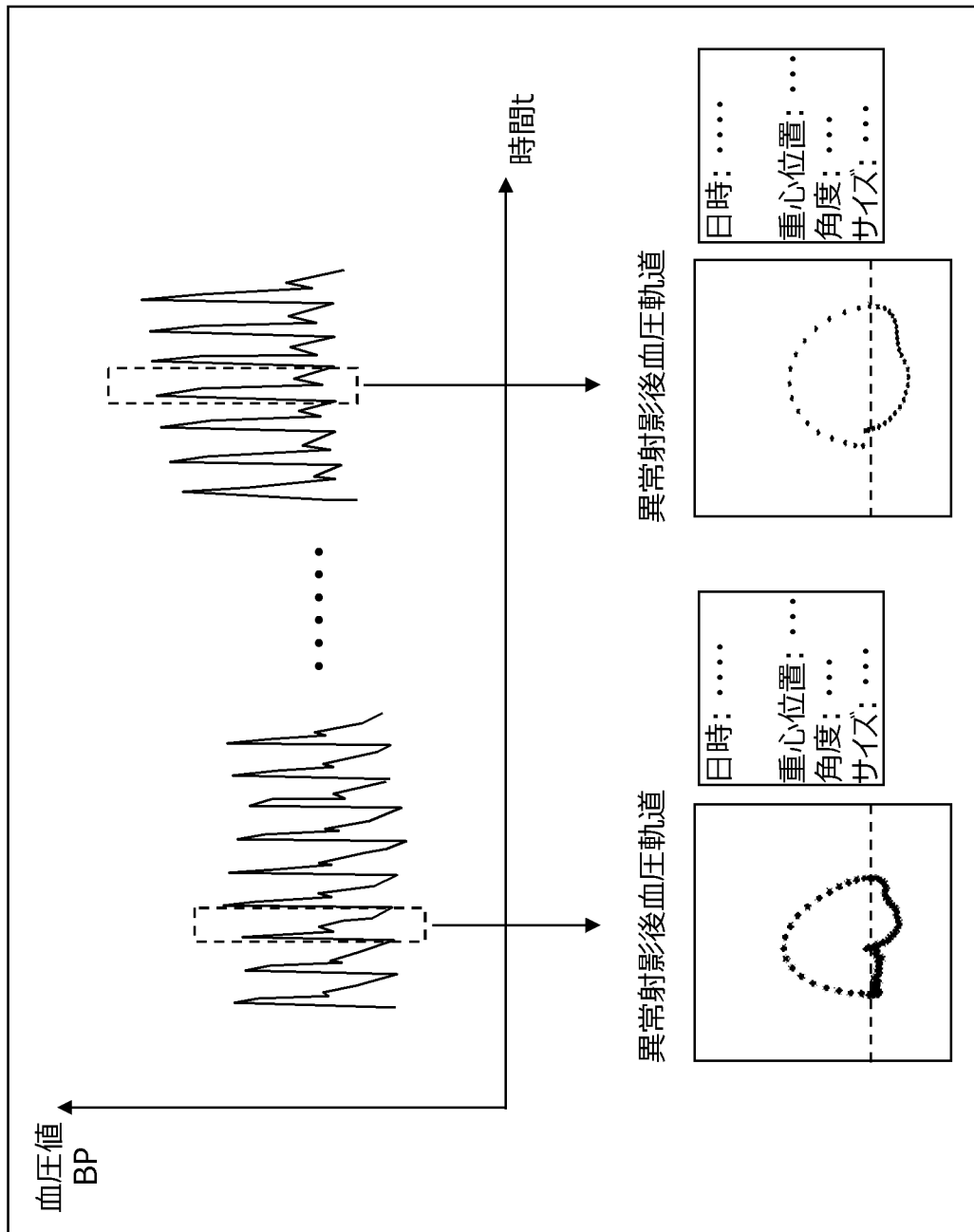
[図8]



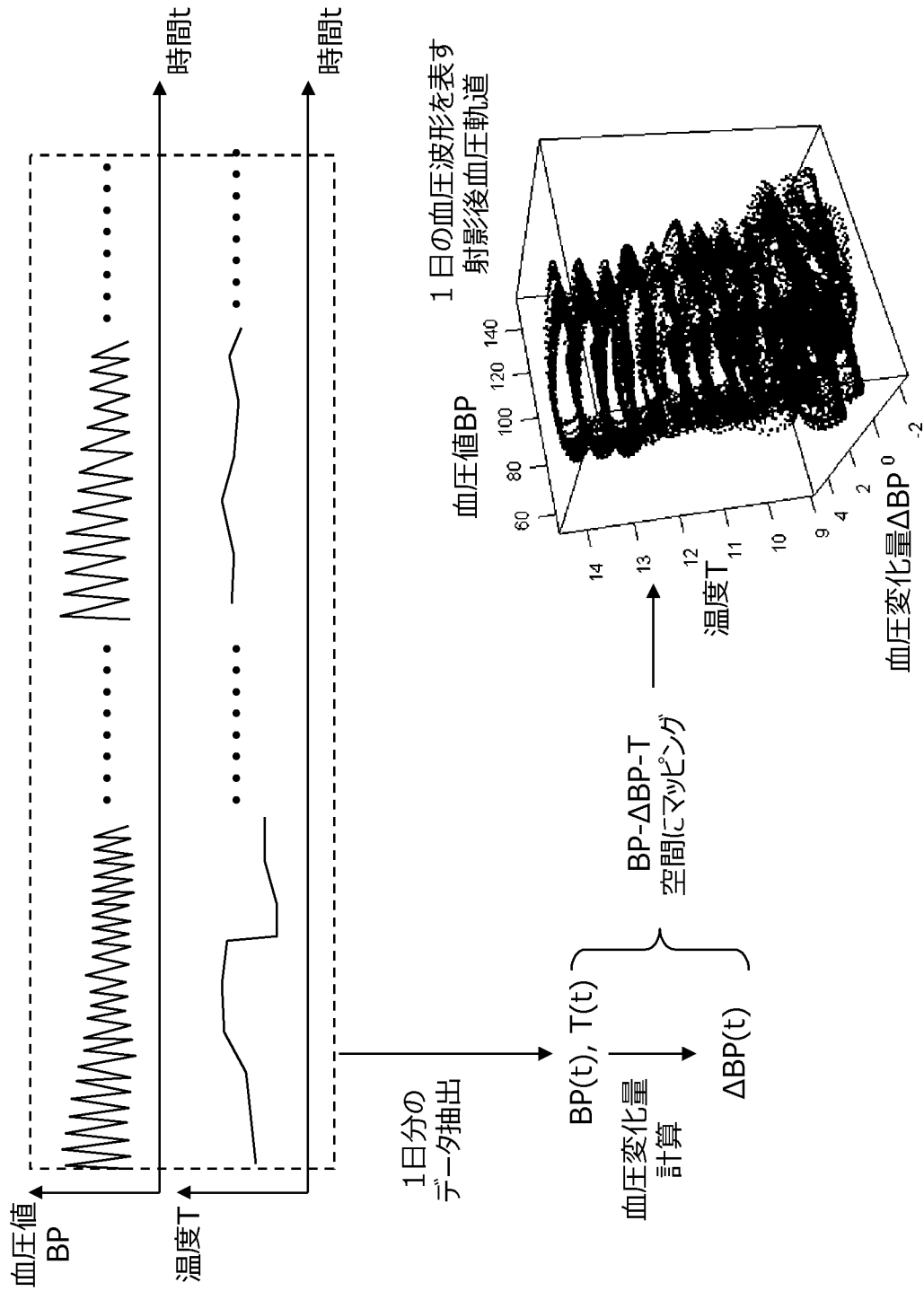
[図9]



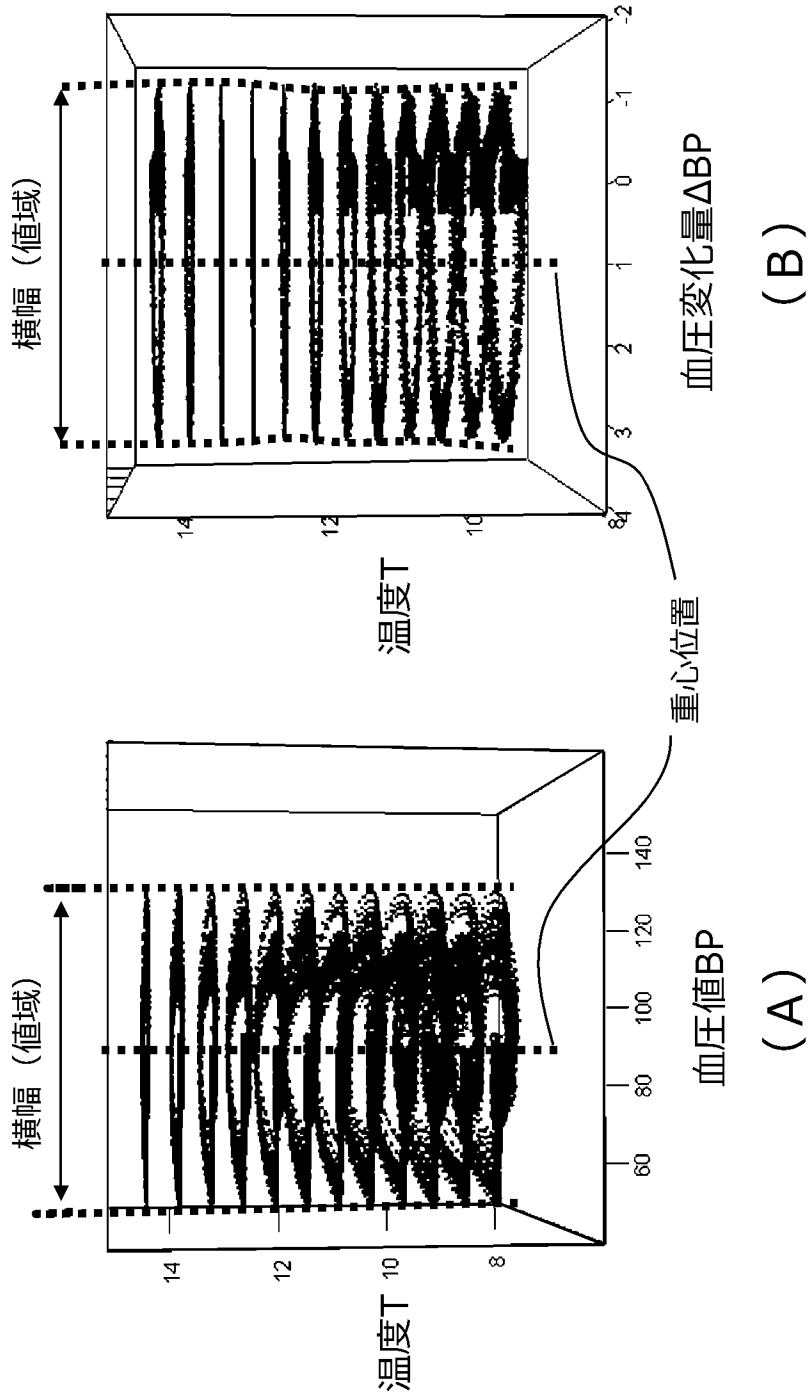
[図10]



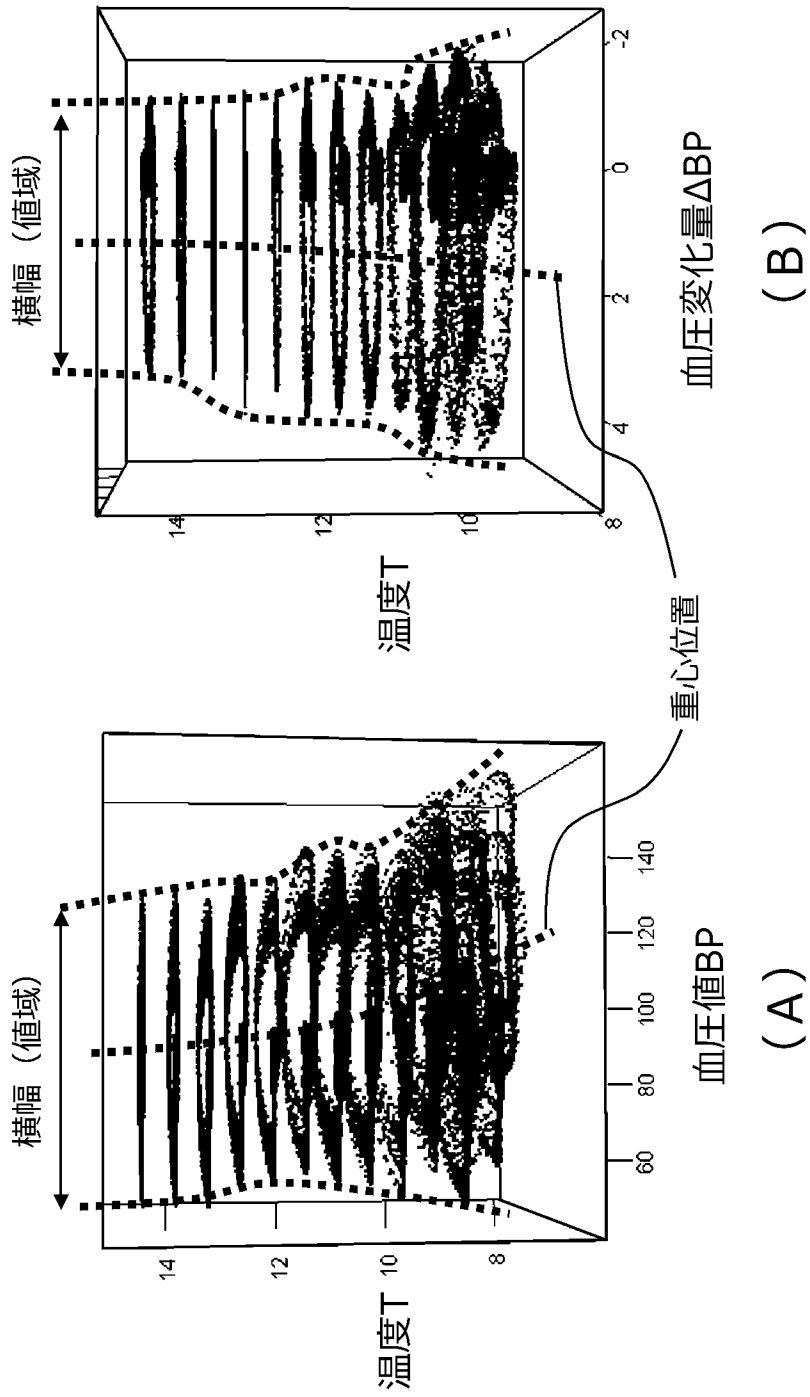
[図11]



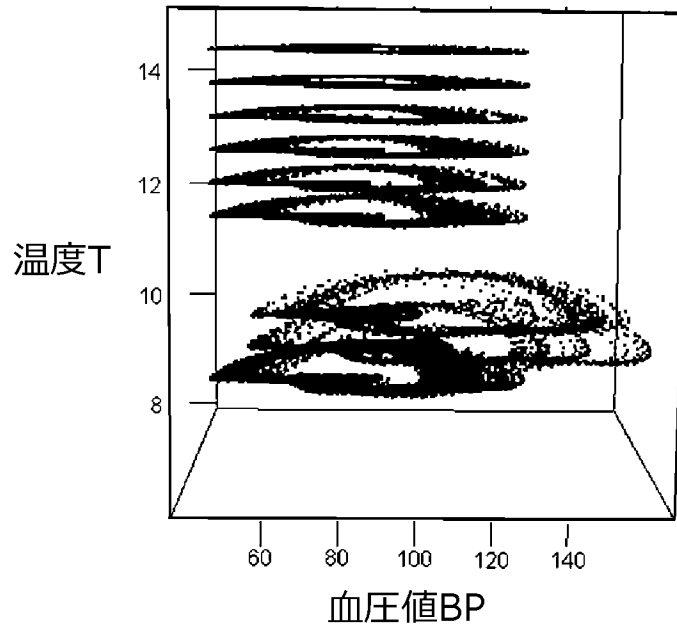
[図12]



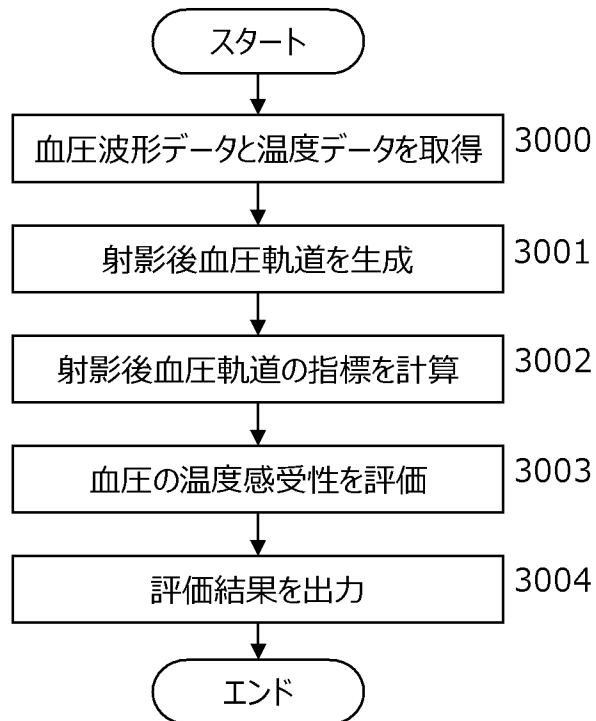
[図13]



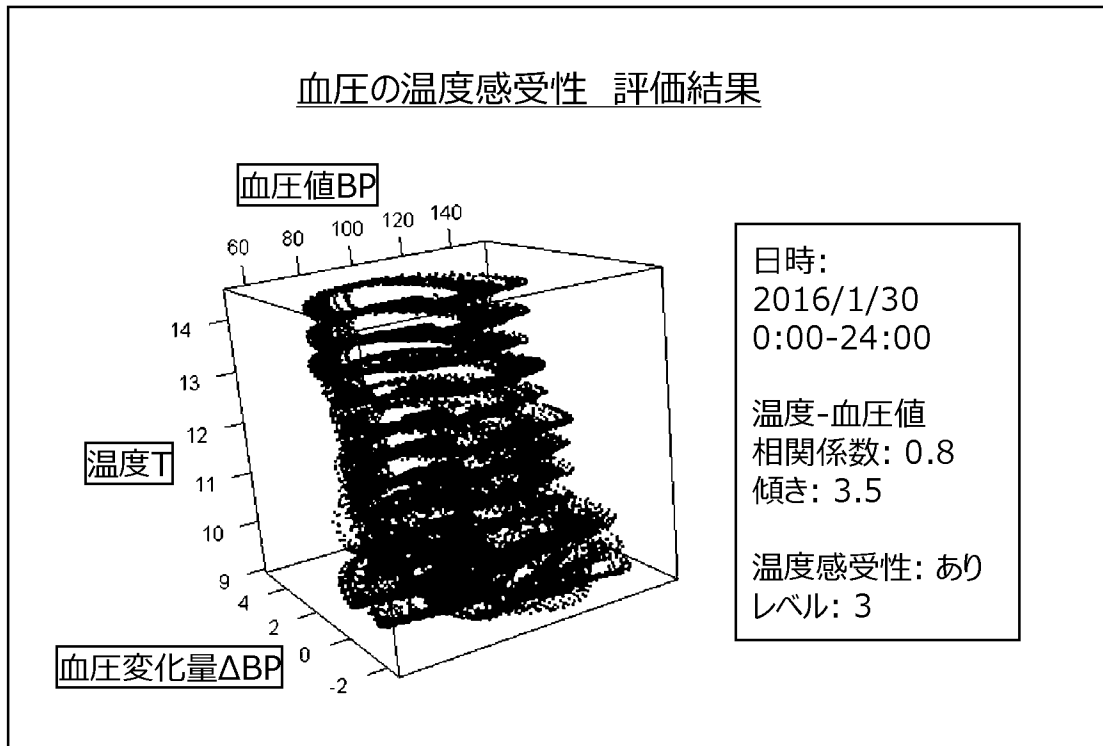
[図14]



[図15]



[図16]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/JP2017/015278

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
A61B5/02, A61B5/022

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 99/026529 A1 (Seiko Epson Corp.), 03 June 1999 (03.06.1999), page 57, line 13 to page 60, line 26 & US 6293915 B1 column 43, line 31 to column 46, line 13 & EP 0968681 A1 & CN 1251027 A	1, 3, 14-16
A	JP 2014-014556 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 30 January 2014 (30.01.2014), paragraphs [0036] to [0105] (Family: none)	1-16

Further documents are listed in the continuation of Box C.       See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 29 June 2017 (29.06.17)	Date of mailing of the international search report 11 July 2017 (11.07.17)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer  Telephone No.
--	---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2017/015278

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2014-018272 A (Seiko Epson Corp.), 03 February 2014 (03.02.2014), paragraphs [0020] to [0115] & US 2014/0018687 A1 paragraphs [0029] to [0139] & CN 103536318 A	1-16

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/02, A61B5/022

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	WO 99/026529 A1 (セイコーエプソン株式会社) 1999.06.03, 第57頁第13行-第60頁第26行 & US 6293915 B1, 第43欄第31行-第46欄第13行 & EP 0968681 A1 & CN 1251027 A	1, 3, 14-16
A	JP 2014-014556 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2014.01.30, 段落[0036]-[0105] (ファミリーなし)	1-16

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

\* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

29.06.2017

国際調査報告の発送日

11.07.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)  
郵便番号 100-8915  
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

佐藤 高之

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3604

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2014-018272 A (セイコーエプソン株式会社) 2014.02.03, 段落[0020]-[0115] & US 2014/0018687 A1, 段落[0029]-[0139] & CN 103536318 A	1-16